冗長個数の ER 流体ブレーキを用いた 2 次元上肢リハビリ支援装置
に関する基礎研究*

(第 1 報, 力覚提示能力に関する解析)

原 口 真^{*1}, 金 英^{*2}, 古 莊 純 次^{*3}Basic Research of 2-D Rehabilitation System for Upper Limbs
with Redundant ER Brakes
(1st Report, Analysis of Its Force Display Ability)Makoto HARAGUCHI^{*4}, Ying JIN and Junji FURUSHO^{*4} Department of Mechanical Engineering, Graduate School of Engineering, Osaka University,
2-1 Yamadaoka, Suita-shi, Osaka, 565-0871 Japan

Rehabilitation for upper limbs is important for elderly people, people who have suffered a stroke and so on. In recent years, the needs for rehabilitation support systems are increasing, which use force display system. Especially, the application of a passive-type force display system is desirable for its high safety. However, there are some directions and link positions for which it is difficult to display the force in a passive-type force display system using only passive elements. To solve this problem, a method for improvement of controllability using redundant brakes had been suggested. This method made it possible to display various force directions and various postures of virtual objects. In this paper, we research about force display ability of passive-type system with redundant brakes.

Key Words: Rehabilitation, Upper Limb, ER Fluid, ER Brake, Passive Force Display

1. は じ め に

高齢化の進む我が国において、脳卒中等の疾患や高齢化などの理由により運動機能に障害を持つ人々は今後益々増加すると考えられる。これらの人々への充分なりハビリ環境を提供する事は社会の大きな課題の一つである。近年、力覚提示デバイスを利用した上肢リハビリ支援システムへの期待が高まっている^{(1)~(7)}。これらのシステムは、医師・療法士らによる通常の訓練と比べて多種多様な訓練が出来る他、上肢運動データを計測し、定量的に運動を評価できる。また訓練の半自動化を図る事で、医師・療法士らの負担を軽減できることも期待できる。

力覚提示システムは、力発生部にモータなどアクチュエータを用いたアクティブ型システムと、ブレーキなどの受動要素を用いたパッシブ型システムの 2 種類に分類できる。アクティブ型力覚提示システムは、アクチュエータを制御することで様々な力感覚(弾性・

粘性・撃力など)を提示することができる。しかし、予期せぬ動き(ソフトや電子回路の暴走等による)を生じて操作者に危害をおよぼしてしまう可能性も存在する。また、システムの複雑化、高価格化も問題となる。

それに対して、パッシブ型力覚提示システムは操作者の操作入力に対する抵抗力を利用して力覚を提示するため、アクティブ型に比べ訓練の自由度は落ちるが、本質的に安全であり、容易に大きな力を提示できるシステムが開発できる。またコンパクトで安価なシステムを構築することができる。

パッシブ型力覚提示システムは能動的に力を発生できないため、仮想物体の提示には独自の制御方式が必要である。このシステムには、力を提示しにくい向きやリンク姿勢が存在する。この問題に対して、Davis や Book により、冗長個数のブレーキを用いることで、パッシブ型システムの操作性が改善できるという報告がなされている⁽⁸⁾。

しかし、Davis, Book らの研究では、時定数が大きい電磁ブレーキを使っているため、制御性が悪く、力覚提示性能が良くないという問題点がある。この問題に対して、本研究では応答速度が高速な ER 流体ブレーキと ER 流体クラッチを導入する。

これまで、古莊らは ER 流体ブレーキを用いた 2 次

* 原稿受付 2009 年 5 月 20 日。

^{*1} 正員, 大阪大学大学院工学研究科(〒565-0871 大阪府吹田市山田丘 2-1)。^{*2} 北京理工大学(〒100081 中華人民共和国 北京市海淀区南大街 5 号)。^{*3} 正員, フェロー, 大阪大学大学院工学研究科。

E-mail: haraguchi@dyna.mech.eng.osaka-u.ac.jp

元のパッシブ型力覚提示システムの開発を行ってきた⁽⁹⁾⁽¹⁰⁾。さらに、古荘らは冗長個数のブレーキを有する力覚提示システムを開発し、このシステムにおいて ER 流体ブレーキを切り替えて制御することにより、壁をなぞる感覚を再現した⁽¹¹⁾⁽¹²⁾。

本論文では、冗長個数のブレーキを有するシステムの力覚提示能力について理論的に解析を行う。最初にリニア型ブレーキシステムにおける抵抗力発生が可能条件について議論し、次にそれを応用した形でリニア型ブレーキシステムにおける抵抗力の発生可能条件について議論を行う。

2. パッシブ型力覚提示システムの方向誘導訓練への応用

神経疾患による運動障害を治療するための学習が通常の運動スキルの学習と異なる点は、障害されていない神経制御回路を即通して、通常とは異なる運動制御の方法を学習させることにある。

理学療法 (Physical Therapy) は、身体に障害があるものに対し、主としてその基本的動作能力の回復を図るために行われる。理学療法の手法の 1 つである固有受容性神経筋促通手技 (Proprioceptive Neuromuscular Facilitation: PNF)⁽¹³⁾ は、特有の誘い出しの手技を用いて望まれる反応を獲得しようとする方法である。

PNF の考え方をういたリハビリテーション技術の 1 つに、患者の抗力を利用して運動方向を誘導する“抗力利用型誘導”という考え方がある。そもそも、ある人の腕を例えば前に出してほしいとき、人はその人の腕を持って前に誘導しようとする。しかしこの場合その人の腕は前に出るが、腕の内部では前に出そうとする誘導の力に抗う力が逆方向に働いてしまう。つまり、外界から見ると腕は前に出されているが、脳には腕を後ろに引いているという信号が送られている可能性がある。これは、間違った運動パターンを教えていることになる。よって見た目の運動だけでなく、大

脳皮質の運動領野でも腕を前に出している正しい運動をするように働いている必要がある。

上記のように腕を前に誘導しようとする、それに抗う力が逆方向に働くため、逆に腕を体の方へ押すと、その力に抗う力は腕を前に出す方向に働く。これを利用し、ある方向に腕を動かしてほしいときその逆方向に力を加え、力を加減しながらその方向へ導いていく考え方を“抗力利用型誘導”という (図 1)。ただし、患者の力に対して患者に加える力が大きすぎると、逆方向に誘導してしまう。よって患者に合わせた最適抵抗をかけることが重要となる。このような抗力利用型誘導訓練等の抵抗力を利用する訓練をパッシブ型力覚提示システムで実現することができる。

3. パッシブ型力覚提示システムの性質

3.1 パッシブ型力覚提示システムの持つ問題点

パッシブ型力覚提示システムにおいて、ある運動方向に対して表現できる抵抗力の種類が豊富である程、そのシステムは優秀であると言える。これは上肢リハビリ支援システムを用いた訓練の自由度の向上につながる。特に、図 2 に示すようにシステムのハンドル部にある速度ベクトル $\vec{v}$ の向きに動かすことを考えた場合、 $-\vec{v}$ から見て正と負の両角度方向に傾いた抵抗力 (図中の $\vec{f}_R$ と $\vec{f}_L$) で挟まれた範囲内 (図 2 中の灰色部分) において、抵抗力が発生可能であることが望ましい。例えば、静止流体の抵抗を受けながら手先を動かす時、進行方向とは逆方向の力を受けるが、流体が流れている場合、逆方向から少し反れた方向の力を受ける。このような力覚を提示するには、上記のような提示性能が要求される。

しかし、自由度の数とブレーキの数が同じであるパッシブ型システムの場合、図 3 に示すように手先速度ベクトル $\vec{v}$ の逆向きの抵抗力さえ表現できないケースが発生してしまうことがある。この問題を自由度の数に対して冗長な数のブレーキを導入することで解決する。

3.2 発生可能な抵抗力の範囲 パッシブ型シス

Fig. 1 Directional guidance training

Fig. 2 Good range of resistance force

Fig. 3 Bad range of resistance force

Fig. 4 Range where the brake force can be generated

Fig. 5 Definition of the brake force

テムにおいて、ハンドル部への抵抗力は、手先速度ベクトル $\vec{v}$ 後方の半平面(図 4 の斜線部分)内では発生させる事が出来ない。 $\vec{v}$ 前方に発生させることは決してできない。

上記の性質を文字式で表すと次のようになる。手先抵抗力を $\vec{f}$ とし、手先速度ベクトルの逆向き $-\vec{v}$ から $\vec{f}$ の傾きを α とする(図 5 参照)。但し、 α は反時計回りを正と定義する。この時、 $-\pi/2 < \alpha < \pi/2$ である。

要求する角度 α が大きいほど、希望の抵抗力を発生させるのが困難となる。従って、あらかじめ要求する上限を定めておき、その中で抵抗力の発生可能性について考えていく。そこで、要求する抵抗力を $\vec{f}_d$ とし、次のように定義を行う。

定義 1 把持部の任意の運動方向に対して、

$$-\alpha_{\max} \leq \alpha \leq \alpha_{\max} \quad \dots\dots\dots (1)$$

の方向の抵抗力 $\vec{f}_d$ が提示可能な時、システムは「角

Fig. 6 Area of the definition 1

度範囲 $\pm\alpha_{\max}$ 以内の抵抗力提示可能」と呼ぶことにする(図 6 灰色部)。但し、 $\alpha_{\max}$ は定数で、 $0 \leq \alpha_{\max} < \pi/2$ である。

$\alpha_{\max}$ を要求に応じて設定していくことになる。

3.3 抵抗力の大きさの考慮 ここまでの議論は抵抗力の方向について述べたに過ぎない。例えば望みの方向の抵抗力を出せたとしても、望みの力の大きさが出せなければ意味がない。傾きに加えて、力の大きさも考慮した抵抗力の定義を以下のように行う。

定義 2 把持部の任意の運動方向に対して、

$$-\alpha_{\max} \leq \alpha \leq \alpha_{\max} \quad \dots\dots\dots (2)$$

$$0 \leq |\vec{f}_d| \leq F_{\max} \quad \dots\dots\dots (3)$$

を満たす全ての抵抗力 $\vec{f}_d$ が提示可能な時、システムは「角度範囲 $\alpha_{\max}$ 、大きさ $F_{\max}$ 以内の抵抗力提示可能」と呼ぶことにする。但し、 $\alpha_{\max}$ 、 $F_{\max}$ は定数で、 $0 \leq \alpha_{\max} < \pi/2$ 、 $F_{\max} > 0$ である。

$\alpha_{\max}$ 、 $F_{\max}$ を要求に応じて設定していくことになる。

3.4 実際のシステムにおける発生抵抗力の誤差

実際のパッシブ型システムにおいて、定義 2 の抵抗力を発生させようとした場合、以下のような要因が発生抵抗力の正確性を損なわせると考えられる。

- ブレーキの時定数に起因する抵抗力発生が遅れ
- 計測機器の測定分解能やブレーキの提示力の分解能の限界
- 手先速度の数値計算で発生する誤差
- 実際の装置の慣性や摩擦の影響

ここではブレーキの時定数に起因する抵抗力発生が遅れについて考える。先手を操作者が動かし始めた状態を初期時刻として、それから T 秒後(T は制御するサンプリングタイムよりも大きいものとする)にブレーキ力が遅れて発生したとする。この時、初期時刻から T 秒までは抵抗力は発生しておらず、抵抗力の誤差発生の一因の一つとなる。また、初期時刻に比べて T 秒後の時点での手先速度や位置が大きく変化していた

場合, T 秒時に発生させたい抵抗力と実際に発生する抵抗力 (0 秒時に指定したブレーキ力) が食い違う事となり, 抵抗力の誤差発生の原因の一つとなる. このよう形で現れる誤差を小さくする為には, 手先速度変化を抑えるような訓練プログラムを考案する. 応答性の高いブレーキを用いる, などの工夫を行う必要がある.

4. リニア型ブレーキシステムの 提示力の解析

4.1 定義 1 に関連する命題 まず最初に, パッシブ型システムの基本であるリニア型ブレーキを用いたシステムにおいて, どのような条件を満たせば, 定義 1 の抵抗力を発生させることができるのか, 提示能力の解析を行う.

リニアブレーキは動かす方向とは逆向きの抵抗力を発生することができる. これを文字式で表すと以下ようになる. システムが計 n 個のリニアブレーキで構成されているとする. 手先を動かした時の i 番目のリニアブレーキの速度ベクトルを $\vec{v}$ とする時, i 番目のリニアブレーキに発生するブレーキ力 $\vec{f}_i$ は次の関係式を満たすように発生する.

$$\vec{f}_i = -F_i \frac{\vec{v}_i}{|\vec{v}_i|} \dots\dots\dots (4)$$

ただし, $F_i (>0)$ は i 番目のリニアブレーキに発生させる力の大きさである.

リニア型ブレーキシステムについて, 次の命題が成り立つ.

命題 1 隣接するリニアブレーキの相対角が, 全て $\pi/2 - \alpha_{\max}$ 以下である時, システムは「角度範囲 $\pm \alpha_{\max}$ 以内の抵抗力提示可能」となる.

例えば図 7 に示すように, 4 個のリニアブレーキを用いた場合を考える. 相対角度 $\theta_a, \theta_b, \theta_c, \theta_d$ の全てが $\pi/2 - \alpha_{\max}$ 以下であれば, 「角度範囲 $\pm \alpha_{\max}$ 以内の抵抗力提示可能」であることを意味している.

この命題 1 の証明は付録に示した. 命題 1 を満たしていれば, 手先速度ベクトルの逆向きから少なくとも $\pm \alpha_{\max}$ までの方向の抵抗力を発生させることができる.

4.2 定義 2 に関連する命題 前節の議論は抵抗力の方向のみを議論したにすぎない. 方向に加えて, 力の大きさも考慮した定義 2 の抵抗力を発生させるためには次のような命題を満たせばよい.

命題 2 隣接するリニアブレーキの相対角が, 全て $\pi/2 - \alpha_{\max}$ 以下であり, かつ全てのリニアブレーキの最大発生力が $F_{\max}$ 以上である時, システムは「角度

Fig. 7 Example of proposition 1

範囲 $\pm \alpha_{\max}$, 大きさ $F_{\max}$ 以内の抵抗力提示可能」となる.

隣接するリニアブレーキの相対角が $\pi/2$ より小さくなる為, 各ブレーキの大きさが $F_{\max}$ 以上である事を考えれば, 隣接するブレーキの間の方向に発生する抵抗力は大きさ $F_{\max}$ まで出せる事は明らかである. 命題 2 を満たしていれば, 手先速度ベクトルの逆向きから少なくとも $\pm \alpha_{\max}$ までの方向の, 少なくとも $F_{\max}$ までの大きさの抵抗力を発生させることができる.

リニア型ブレーキにおいて, 命題 2 を満たすように, 自由度に対して冗長な数のリニアブレーキを追加すれば, 2 章で述べた問題を解決する事が可能である.

5. 平行リンク型ブレーキシステムの 提示力の解析

次に, しばしば用いられる回転型ブレーキを用いた関節型のシステムについて考える. 特に関節型の中でも力覚提示性能を上げる為, ブレーキをベース部に集中して配置する平行リンク型システムを考える. 平行リンクシステムにおいても, リニア型ブレーキシステムと同様な理論を展開できる. 平行リンク型システムの座標系を図 8 のように設定する. 自由度とブレーキの数が同じ場合, リンク 1 の角度 θ_1 に対して回転型ブレーキ 1 が働き, リンク 2 の角度 θ_2 に対して回転型ブレーキ 2 が働くことになる.

回転型ブレーキは動かす回転方向とは逆向きの抵抗トルクを発生することができる. これを文字式で表すと以下ようになる. システムが計 n 個の回転型ブレーキで構成されているとする. 手先を動かした時の i 番目のブレーキの角速度を $\dot{\theta}_i$ とする時, i 番目のブレーキに発生するブレーキトルク τ_i は式 (4) と同様に次の関係式を満たすように発生する.

$$\tau_i = -T_i \frac{\dot{\theta}_i}{|\dot{\theta}_i|} \dots\dots\dots (5)$$

ただし, $T_i (>0)$ は i 番目の回転型ブレーキに発生

させるトルクの大きさである。

2つのブレーキを有した平行リンク型システムにおいては、ブレーキ 1 による手先力 $\vec{f}_1$ はリンク 2 の方向に働き、ブレーキ 2 による力 $\vec{f}_2$ はリンク 1 の方向に働く (図 9 参照)。従って、各リンク姿勢毎の微小範囲に着目すると、ブレーキ力は手先に直線状に作用するものと捉えることができる。よって、平行リンク型システムにおいても各姿勢毎で分類すれば、リニアブレーキ型システムと同様の理論を展開する事ができる。リンク姿勢が変化すると、2つのリニアブレーキの交わり方が変化していくものと見なすことができる。

平行リンクシステムにおいては各姿勢ごとに次の補題を満たすように、冗長個数のブレーキを追加することで定義 2 の抵抗力を発生させることが可能である。

補題 1 各回転型ブレーキによって発生する手先力の内、隣接する手先力の相対角が全て $\pi/2 - \alpha_{\max}$ 以下であり、かつ各回転型ブレーキによって発生する手先力の最大発生力が全て $F_{\max}$ 以上である時、全ての手先方向において、「角度範囲 $\pm \alpha_{\max}$ 、大きさ $F_{\max}$ 以内の抵抗力提示可能」である。

Fig. 8 Link coordinate system

Fig. 9 Parallel linkage system and linear brake system

6. 平行リンク型ブレーキシステムにおける 冗長ブレーキの必要個数

2つのブレーキを有した平行リンク型システムにおいては、2つのブレーキ力 $\vec{f}_1, \vec{f}_2$ のなす角度は2つのリンクの相対角度、すなわち $\theta_2 - \theta_1$ によって決まる。従って、 $\theta_2 - \theta_1$ の変化に応じて、定義 2 の力が発生できない手先速度方向やそれを解決する為の冗長ブレーキの配置や個数が変化することになる。この節では、 $\theta_2 - \theta_1$ の変化に応じて、必要な冗長ブレーキの配置や個数がどのように変わるのかを解析する。必要な冗長ブレーキ個数は $\theta_2 - \theta_1$ だけでなく、要求する $\alpha_{\max}$ によっても変化する。以下に用いる Area I, Area II とは2つのブレーキ力 $\vec{f}_1, \vec{f}_2$ 方向によって分けられる領域であり、2つのブレーキ力がなす角度が $\theta_2 - \theta_1$ である領域を Area I, その他の領域を Area II としている (図 10 参照)。

(1) $\alpha_{\max} = 0$ の時、必要な冗長ブレーキの配置は次のように場合分けされる。

- (a) $0 < \theta_2 - \theta_1 < \pi/2$ の時: Area II に最低 1 個必要
- (b) $\theta_2 - \theta_1 = 0$ の時: 冗長ブレーキは無くてもよい
- (c) $\pi/2 < \theta_2 - \theta_1 < \pi$ の時: Area I に最低 1 個必要

(2) $0 < \alpha_{\max} \leq \pi/6$ の時、必要な冗長ブレーキの必要最低個数およびその配置は次のように場合分けされる。

- (a) $0 < \theta_2 - \theta_1 < 2\alpha_{\max}$ の時: Area II に最低 2 個必要
- (b) $2\alpha_{\max} \leq \theta_2 - \theta_1 < \pi/2 - \alpha_{\max}$ の時: Area II に最低 1 個必要
- (c) $\pi/2 - \alpha_{\max} \leq \theta_2 - \theta_1 \leq \pi/2 + \alpha_{\max}$ の時: Area I と Area II に最低 1 個ずつ必要
- (d) $\pi/2 + \alpha_{\max} < \theta_2 - \theta_1 \leq \pi - 2\alpha_{\max}$ の時: Area I に最低 1 個必要

Fig. 10 Definition of Area I and Area II

- (e) $\pi - 2\alpha_{\max} < \theta_2 - \theta_1 < \pi$ の時: Area I に最低 2 個必要
- (3) $\pi/6 < \alpha_{\max} \leq \pi/4$ の時, 必要な冗長ブレーキの必要最低個数およびその配置は次のように場合分けされる.
- (a) $0 < \theta_2 - \theta_1 < -\pi/2 + 3\alpha_{\max}$ の時: Area II に最低 3 個必要
- (b) $-\pi/2 + 3\alpha_{\max} \leq \theta_2 - \theta_1 < \pi/2 - \alpha_{\max}$ の時: Area II に最低 2 個必要
- (c) $\pi/2 - \alpha_{\max} \leq \theta_2 - \theta_1 < 2\alpha_{\max}$ の時: Area I に 1 個, Area II に 2 個最低必要
- (d) $2\alpha_{\max} \leq \theta_2 - \theta_1 \leq \pi - 2\alpha_{\max}$ の時: Area I と Area II に最低 1 個ずつ必要
- (e) $\pi - 2\alpha_{\max} < \theta_2 - \theta_1 \leq \pi/2 + \alpha_{\max}$ の時: Area I に 2 個, Area II に 1 個最低必要
- (f) $\pi/2 + \alpha_{\max} < \theta_2 - \theta_1 \leq 3\pi/2 - 3\alpha_{\max}$ の時: Area I に最低 2 個必要
- (g) $3\pi/2 - 3\alpha_{\max} < \theta_2 - \theta_1 < \pi$ の時: Area I に最低 3 個必要

上記は, $0 \leq \alpha_{\max} \leq \pi/4$ の時のみを述べたものである. 要求する $\alpha_{\max}$ が大きくなるに従って, 場合分けはさらに複雑になる. 全てのパターンを網羅するのは不可能な為, 代わりに $\alpha_{\max}$ の大きさと場合分けの間の関係を示す.

命題 3 $\alpha_{\max}$ が $j/(2j+4)\pi (j=0, 1, 2, \dots)$ を超える毎に, 必要なブレーキ配置の場合分けは 2 通りずつ増加する.

場合分けの初期値 ($j=0$) は 3 通りである. 要求する $\alpha_{\max}$ の大きさに応じて $2j+3$ 通りの場合分けを行えば, 必要な冗長ブレーキの配置が分かることになる.

尚, 命題 3 に対して次の補題が成り立つ.

補題 3

$$\lim_{j \rightarrow \infty} \frac{j}{2j+4} \pi = \frac{\pi}{2} \dots \dots \dots (6)$$

これは $\alpha_{\max}$ の上限値が $\pi/2$ であるという事を示している.

補題 1 を満たすように上記の個数のブレーキを指定領域に配置すれば, 常に定義 2 の抵抗力が発生できる. なお, 指定領域の部分に最低個数のブレーキを等分となるように配置するのが, 最も簡単な最適配置法の一つであると考えられる.

7. 冗長個数のブレーキを用いた 平行リンク型システムの操作域の設定

前節の結果より, リンクの動く範囲によって定義 2

の抵抗力を発生できる必要な冗長ブレーキ数が変化する事が分かる. 例として $0 < \alpha_{\max} \leq \pi/6$ において, (2) の (a) ~ (e) までの領域にハンドルの操作域を制限した場合を考える. すると, 4 個の冗長ブレーキが最低限必要となる. 一方操作域を (2) の (b) ~ (d) に制限した場合は最低 2 個で済む. さらに (2) の (b) 又は (d) に制限した場合は, 僅か 1 個の冗長ブレーキで済むことになる.

システムの肥大化を避けるためには追加する冗長ブレーキの数は少ないほうが良い. これは操作域をうまく選ぶことで解決可能である. この問題に関して, 次の命題が成り立つ.

命題 4 $\alpha_{\max} \leq j/(2j+4)\pi (j=0, 1, 2, \dots)$ ならば, 冗長ブレーキ j 個のみで, 定義 2 の抵抗力を発生することのできる操作域が存在する.

例えば $j=1$ の時, 前節の (2) の場合分けとなるが, その内の (b) または (d) に限定した操作域の事を指している. 但し, 操作域を限定することは, 訓練者の上肢可動域の制限や, それを防ぐ為のリンク長の増大によるシステムの肥大化も招くことから, 状況に応じて適切な冗長ブレーキ数と操作域の大きさの設定を選択していく必要がある.

命題 4 から次の補題が導かれる.

補題 3 $\alpha_{\max} > j/(2j+4)\pi (j=0, 1, 2, \dots)$ ならば, 定義 2 の抵抗力を発生する為には, どのように操作域を選んだとしても冗長ブレーキは少なくとも $j+1$ 個必要となる.

補題 3 は $\alpha_{\max}$ を増加させることが最低必要な冗長ブレーキ個数の増加も誘発させることを表している.

要求する $\alpha_{\max}$ の大きさ, 要求する操作域の大きさに応じて, 上記の命題 3, 4 と補題 1, 3 を参考にして, 平行リンクシステムを構成していく必要がある.

8. 冗長個数の ER ブレーキを用いた 平行リンクシステム

8.1 ER 流体ブレーキ, ER 流体クラッチ 図 11 に ER 流体ブレーキの原理図を示す. ER 流体ブレーキは 2 つの円筒(固定円筒と回転円筒)とその間に封入された ER 流体⁽¹⁴⁾ で構成される. ER 流体とは電場を印加することによって, 見かけの粘性が変化する機能的流体である. ER 流体の発生せん断応力はせん断速度にはほとんど依存せず, 印加電場により正確な制御が可能である. また, 応答速度は数ミリ秒と非常に速い. 2 つの円筒を電極として電場を印加することにより, 回転円筒と接続された出力軸にブレーキトルクが発生する.

Fig. 11 ER fluid brake

Fig. 12 ER fluid clutch

前節で述べた ER 流体ブレーキの固定円筒部を回転円筒として使用した場合、図 12 に示すような ER 流体クラッチとして用いることができる。2 つの円筒間に電場を加えることで、軸 1 と軸 2 との間にブレーキトルクを発生させることができる。

8・2 2次元パッシブ型力覚提示装置 図 13 に、ER ブレーキを冗長個数用いた 2 次元パッシブ型力覚提示装置を示す。このシステムにおいては、3 個の ER ブレーキと、1 個の ER クラッチが使われている。図 8 に本システムのリンク座標系を示す。平行リンク構造を採用している。リンク長はリンク 1, リンク 2 共に 250 mm である。

システムの構造をよりシンプルに表したものが図 14 である。リンクとブレーキ(クラッチ)、ベルトプーリー系などの基本構造のみ示している。図から分かる様に、リンク 1(関節角度 θ_1)、リンク 2(関節角度 θ_2) にはそれぞれ ER ブレーキ 1, ER ブレーキ 2 が取り付けられている。ブレーキ 3 は、リンク 1 とリンク 2 が同じ角度だけ逆転するように取り付けられており、リンク 1 とリンク 2 の角度の和 ($\theta_1 + \theta_2$) に対して働く。さらに、ER クラッチ(ブレーキ 4)がリンク 1 とリンク 2 との間に取り付けられており、リンク 1 とリンク 2 の相対角度 ($\theta_2 - \theta_1$) に対して働くような構造をとっている。

$\theta_3 = \theta_1 + \theta_2$ を実現するようなブレーキを配置すれば、Area II を 2 等分するような抵抗力 $\vec{f}_3$ が実現できる(図 15)。これは本システムの ER ブレーキ 3 によって達成されている。また、 $\theta_4 = \theta_2 - \theta_1$ を実現するようなブレーキを配置すれば、Area I を 2 等分するよう

Fig. 13 Overview of the system

Fig. 14 Belt-pulley system

Fig. 15 Direction of the force

な抵抗力 $\vec{f}_4$ が実現できる。これは本システムの ER クラッチ(ブレーキ 4)によって達成されている。

9. 数値計算による具体例の提示

この章では前章で紹介したパッシブ型装置に関して数値計算を行い、5 章で述べた理論に対する具体例を示す事により、理論解析の理解を深める。図 16 は各姿勢ごと(リンクの相対角度 $\theta_2 - \theta_1$ で分けている)に

Fig. 16 Numerical calculation

取る事が出来る $\alpha_{\max}$ の移り変わりをプログラムを用いて計算したものである。図 15 で示すとおり、ブレーキ 1～ブレーキ 4 によって発生できる $\vec{f}_1 \sim \vec{f}_4$ の方向は分かっているので、各リンク姿勢 ($\theta_2 - \theta_1$) ごとに手先速度を 360 度変化させて、その中で常に取り得る事の出来る最大の抵抗力の傾き角度 α を選び出せば、数値計算によって各リンク姿勢 ($\theta_2 - \theta_1$) ごとの $\alpha_{\max}$ を得る事が出来る。

図 16 は前章のシステムにおいて、(i) 冗長ブレーキを使わなかった場合、(ii) Area I を二等分するブレーキ (即ちブレーキ 4) を使った場合、(iii) Area II を二等分するブレーキ (即ちブレーキ 3) を使った場合、(iv) Area I, Area II をそれぞれ二等分するブレーキ (ブレーキ 3 とブレーキ 4) を使用した場合、の各 4 パターンにおける、 $\theta_2 - \theta_1$ ごとの $\alpha_{\max}$ の値を示している。

冗長ブレーキを使わなかった場合は 5 章の (1) の (b) にのみ対応しているため、グラフはただ 1 点のグラフとなっている。Area I のブレーキを使用した場合は 5 章の (1) の (c) と、(2) の (d) に対応する。例として $\alpha_{\max} = 0 \text{ deg}$ と設定した場合は 5 章の (1) の (c) に丁度対応している。また、 $\alpha_{\max} = 20 \text{ deg}$ と指定した場合は 5 章の (2) の (d) より、発生する事のできる範囲は $110 \text{ deg} < \theta_2 - \theta_1 \leq 140 \text{ deg}$ となるので、図 16 のグラフと丁度対応している事が分かる。Area II のブレーキを使用した場合も同様に 5 章の (1) の (a) と、(2) の (b) に丁度対応している。さらに Area I, Area II のブレーキを使用した場合は 5 章の (2) の (c) と、(3) の (d) に対応している。

10. ま と め

ブレーキのみを用いた上肢リハビリ支援装置は高い安全性を有するため、特別の管理無く家庭や労健施設でも使用可能である。本稿では、リハビリにおける抵

Fig. 17 2 pattern area

抗誘導訓練等に有効な冗長個数のブレーキの導入について理論的な解析を行った。さらに 2 個の冗長個数のブレーキを用いたパッシブ型システムを紹介し、このシステムに関して数値計算を行い、理論解析に対する具体的な例を示した。

第 2 報では制御方式の提案および制御実験について報告する。

本研究の遂行にあたり、大阪電気通信大学理学療法学科の小田邦彦教授にリハビリ分野の知識について御教示を頂きました。深く御礼申し上げます。

付 録

【命題 1 の証明】 命題 1 の証明を対偶を用いて証明する。 $\alpha > 0$ のみについて証明を行う。最初に α だけ傾いた抵抗力が出せないのはどのような時かを考える。これは図 17 の Area A, Area B のどちらかの範囲の方向でリニアブレーキが存在しない場合となる。

Area A の範囲の方向でリニアブレーキが存在しないためには、ブレーキの相対角のいずれかが $\pi/2 + \alpha$ を超えていれば良い。また、Area B の範囲の方向でリニアブレーキが存在しないためには、ブレーキの相対角のいずれかが $\pi/2 - \alpha$ を超えていれば良い。従って、「傾き α の抵抗力が出せない時、いずれかのブレーキの相対角 $> \pi/2 - \alpha$ である」という関係が導かれる。

この関係の対偶を取れば、「全てのブレーキの相対角 $\leq \pi/2 - \alpha$ であれば、傾き α の抵抗力を発生できる」という関係を導ける。 $\alpha \leq \alpha_{\max}$ より、 $\pi/2 - \alpha \geq \pi/2 - \alpha_{\max}$ である為、最終的に $\alpha > 0$ における命題 1 の関係が得られる事になる。 $\alpha < 0$ のみについても同様に証明が可能である。以上により、命題 1 が成り立つ。

〔証明終わり〕

文 献

- (1) Krebs, H. I., Dipietro, L., Levy-Tzedek, S., Fasoli, S., Rykman-Berland, A., Zipse, J., Fawcett, J., Stein, J., Poizner, H., Lo, A., Volpe, B. and Hogan, N., A paradigm shift for rehabilitation robotics, IEEE, *In Engineering in Medicine and Biology Magazine, IEEE*, Vol. 27, No. 4 (2008), pp. 61-70.
- (2) Furusho, J., [review paper] Mechatronics systems using ER fluids, *Fluid Power System, Journal of the Japan Hydraulics and Pneumatics Society*, Vol. 32, No. 6 (2001), pp. 390-395.
- (3) Furusho, J., Koyanagi, K., Kataoka, J., Ryu, U., Takenaka, S. and Inoue, A., Development of 3-D rehabilitation system for upper limb (1st Report, Development of mechanism including ER actuators and whole system), *Journal of the Robotics Society of Japan*, Vol. 23, No. 5 (2005), pp. 123-130.
- (4) Furusho, J. and Kikuchi, T., [review paper] Rehabilitation for upper limbs and lower limbs, application of robotics technology to welfare technology (in Japanese), *Sogo Rehabilitation*, Vol. 35, No. 5 (2007), pp. 439-445.
- (5) Furusho, J., Kikuchi, T., Oda, K., Ohyama, Y., Morita, T., Shichi, N., Jin, Y. and Inoue, A., A 6-DOF Rehabilitation Support System for Upper Limbs including Wrist "Robotherapist" with Physical Therapy, *Proceedings of IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics 2007*, (2007-6), pp. 304-309.
- (6) Kikuchi, T., Furusho, J., Jin, Y., Xinghao, H., Fukushima, K. and Inoue, A., Development of the quasi-3-DOF rehabilitation system for upper limbs, "PLEMO", *The Japanese Journal for Medical Virtual Reality*, Vol. 5, No. 1 (2007), pp. 24-31.
- (7) Furusho, J. and Haraguchi, M., [review paper] Training aided by rehabilitation robot for upper limbs using robotics, VR and physical therapy technology, and its evaluation including brain activity (in Japanese), *Society of Biomechanisms Japan*, Vol. 33, No. 2 (2009), (in Press).
- (8) Davis, H. and Book, W., Torque control of a redundantly actuated passive type force manipulator, *Proceedings of American Control Conference*, (1997-7), pp. 959-963.
- (9) Furusho, J., Sakaguchi, M., Takesue, N. and Koyanagi, K., Development of ER brake and its application to passive type force display, *Journal of Intelligent Material Systems and Structures*, Vol. 13, No. 7/8 (2002), pp. 425-429.
- (10) Furusho, J., Koyanagi, K. and Dong, C., Basic Study on Rehabilitation System Using Functional Fluid Brake, *The Bioengineering Conference, Annual Meeting of BE D/JSME*, (2003), pp. 103-104.
- (11) Furusho, J., Koyanagi, K. and Dong, C., Force Display System Using Redundantly Couples of Functional Fluid Brakes, *JSME Conference on Robotics and Mechatronics*, (2003), 1 P 1-2 F-E 4.
- (12) Koyanagi, K., Furusho, J. and Morita, T., Basic Algorithm to Represent Arbitrary Shape with Passive Force Display, *Journal of the Robotics Society of Japan*, Vol. 24, No. 1 (2006), pp. 124-130.
- (13) Voss, D. E., Ionta, M. K. and Myres, B. J., *Proprioceptive Neuromuscular Facilitation Patterns and Techniques*, (1989), pp. 97-127, KYODO ISHO SHUPPAN.
- (14) Bossis, G. ed., *Proceedings of the 10th International Conference on Electrorheological Fluids and Magnetorheological Fluid Suspensions*, World Scientific, (2007-6).